



日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

Filed: August 30, 2001
Q65987 Appln. No.: 09/941,7
Group Art Unit: 2621
(202) 293-7060 2 of

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されて
いる事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed
with this Office

出 願 年 月 日
Date of Application:

2001年 7月13日

出 願 番 号
Application Number:

特願2001-213865

出 願 人
Applicant(s):

富士写真フイルム株式会社

RECEIVED
NOV 20 2001
Technology Center 2600

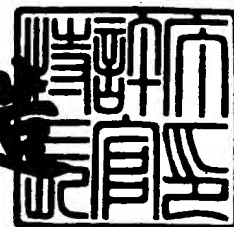
RECEIVED
NOV 15 2001
TC 2000 MAIL ROOM

CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

2001年 8月31日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

及 川 耕 造



出証番号 出証特2001-3079374

【書類名】 特許願

【整理番号】 P26186J

【あて先】 特許庁長官 及川 耕造 殿

【国際特許分類】 A61B 6/00
G06T 1/00

【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士写真フイルム株式会社内

【氏名】 武尾 英哉

【発明者】

【住所又は居所】 川崎市麻生区万福寺 1 - 2 - 2 新百合トゥエンティワ
ン 富士フイルムソフトウェア株式会社内

【氏名】 今村 貴志

【特許出願人】

【識別番号】 000005201

【氏名又は名称】 富士写真フイルム株式会社

【代理人】

【識別番号】 100073184

【弁理士】

【氏名又は名称】 柳田 征史

【選任した代理人】

【識別番号】 100090468

【弁理士】

【氏名又は名称】 佐久間 剛

【先の出願に基づく優先権主張】

【出願番号】 特願2000-263640

【出願日】 平成12年 8月31日

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 008969

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9814441

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 異常陰影候補検出方法および検出処理システム

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 撮影手段により放射線撮影された被写体の放射線画像を表わす放射線画像データを取得し、

該取得された放射線画像データに基づいて、前記放射線画像中の異常陰影候補を所定の検出パラメータを用いた異常陰影候補検出処理により検出する異常陰影候補検出方法において、

検出可能レベルに対応する複数の評価用モデルからなる陰影パターンを有する基準ファントムを前記撮影手段により放射線撮影して前記基準ファントムの放射線画像を表わすファントム画像データを取得し、

該取得されたファントム画像データを出力手段により出力し、

該出力されたファントム画像データに基づく画質評価によって得られた閾値を、前記検出パラメータの値として設定することを特徴とする異常陰影候補検出方法。

【請求項 2】 前記被写体が乳房であることを特徴とする請求項 1 記載の異常陰影候補検出方法。

【請求項 3】 被写体を放射線撮影する撮影手段と、

該撮影手段により撮影された前記被写体の放射線画像を表わす放射線画像データを取得する放射線画像データ取得手段と、

該放射線画像データ取得手段により取得された前記放射線画像データに基づいて、前記放射線画像中の異常陰影候補を所定の検出パラメータを用いた異常陰影候補検出処理により検出する異常陰影候補検出手段とを備えた異常陰影候補検出処理システムにおいて、

該異常陰影候補検出手段が、前記撮影手段により撮影され前記放射線画像データ取得手段により取得された、検出可能レベルに対応する複数の評価用モデルからなる少なくとも一種の異常陰影パターンを有する基準ファントムの画像を表わすファントム画像データに基づいて、所望の検出可能レベルに対応する前記評価用モデルを検出し得るような閾値を決定し、前記検出パラメータの値を該閾値に

基づいて自動設定するものであることを特徴とする異常陰影候補検出処理システム。

【請求項 4】 前記基準ファントムに含まれる前記異常陰影パターンのうち少なくとも一種が腫瘤陰影パターンであることを特徴とする請求項 3 記載の異常陰影候補検出処理システム。

【請求項 5】 前記基準ファントムに含まれる前記異常陰影パターンのうち少なくとも一種が微小石灰化陰影パターンであることを特徴とする請求項 3 記載の異常陰影候補検出処理システム。

【請求項 6】 前記異常陰影候補検出処理が、腫瘤陰影を検出するアイリスフィルタ処理および／または微小石灰化陰影を検出するモフォロジーフィルタ処理であることを特徴とする請求項 3 から 5 いずれか記載の異常陰影候補検出処理システム。

【請求項 7】 被写体を放射線撮影する撮影手段と、

該撮影手段により撮影された前記被写体の放射線画像を表わす放射線画像データを取得する放射線画像データ取得手段と、

該放射線画像データ取得手段により取得された前記放射線画像データに基づいて、前記放射線画像中の異常陰影候補を所定の検出パラメータを用いた異常陰影候補検出処理により検出する異常陰影候補検出手段とを備えた異常陰影候補検出処理システムにおいて、

前記撮影手段により撮影され前記放射線画像データ取得手段により取得された所定の被写体の放射線画像データに基づいて、前記検出パラメータの値を自動設定するパラメータ値設定手段を備えたことを特徴とする異常陰影候補検出処理システム。

【請求項 8】 前記パラメータ値設定手段が、前記所定の被写体の放射線画像データの粒状性に基づいて前記検出パラメータの粒状性補正値を算出し、該粒状性補正値に基づいて前記検出パラメータの値を設定するものであることを特徴とする請求項 7 記載の異常陰影候補検出処理システム。

【請求項 9】 前記パラメータ値設定手段が、前記所定の被写体の放射線画像データのコントラストに基づいて前記検出パラメータのコントラスト補正値を

算出し、該コントラスト補正值に基づいて前記検出パラメータの値を設定するものであることを特徴とする請求項 7 または 8 記載の異常陰影候補検出処理システム。

【請求項 1 0】 前記所定の被写体が、検出可能レベルに対応する複数の評価用モデルからなる陰影パターンを有する基準ファントムであることを特徴とする請求項 7 から 9 いずれか記載の異常陰影候補検出処理システム。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は異常陰影候補の検出方法および検出処理システムに関し、特に詳しくは、撮影環境に合わせた検出閾値を設定して異常陰影候補を検出する異常陰影候補検出方法および検出処理システムに関するものである。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

従来より、医療分野においては、被写体の放射線画像を読影して病変部を発見し、またその病変部の状態を観察して、疾病の有無や進行状況の診断を行うことが一般的に行なわれている。しかしながら、放射線画像の読影は読影者の経験や画像読影能力の高低によって左右され、必ずしも客観的なものとはいえなかった。

【0 0 0 3】

例えば、乳癌の検査を目的として撮影されたマンモグラフィ（乳房を被写体とした診断用放射線画像）においては、その画像から癌化部分の特徴の一つである腫瘍陰影や微小石灰化陰影等の異常陰影を検出することが必要であるが、読影者によっては必ずしも的確にその異常陰影の範囲を指定することができるとは限らない。このため、読影者の技量に依存することなく、腫瘍陰影や微小石灰化陰影を始めとする異常陰影を的確に検出することが求められていた。

【0 0 0 4】

この要望に応えるものとして、診断用画像として取得された被写体の画像データに基づき、その画像データが表す画像中の異常陰影の候補を計算機を用いて自

動的に検出する異常陰影候補検出処理システム（計算機支援画像診断装置またはCADシステム）が提案されている（特開平8-294479号、特開平8-287230号等）。

【0005】

この異常陰影候補検出処理システムは、画像データに基づいて異常陰影と考えられる異常陰影候補を検出し、その検出した部位にマーキングを表示して放射線画像の読影者に注意を喚起し、あるいは、検出した異常陰影候補の特徴的なものを読影者の客観的判断に役立つ材料として定量的に提示することにより、上述のような読影者による見落としや思い違いの未然防止を目的としている。この異常陰影候補を検出する処理には、主として腫瘍陰影候補を検出するのに適したアイリスフィルタ処理や、主として微小石灰化陰影候補を検出するのに適したモフォロジーフィルタ処理等が利用される。

【0006】

アイリスフィルタ処理とは、画像信号の濃度勾配の集中度の最大値を表すアイリスフィルタ出力値と所定の閾値とを比較することにより、画像中における乳癌の特徴的形態の一つである腫瘍陰影の候補領域を検出するのに有効な手法である。

【0007】

例えば、X線フィルム上における放射線画像（高濃度高信号レベルの画像信号で表される画像）において、腫瘍陰影部分は周囲の画像部分に比べて濃度値が僅かに低いことが知られており、腫瘍陰影の内部においては、略円形の周縁部から中心部に向かうにしたがって濃度値が低くなるという濃度値の勾配が認められる。したがって腫瘍陰影においては、局所的な濃度値の勾配が認められ、その勾配線は腫瘍の中心方向に集中する。

【0008】

アイリスフィルタは、この濃度値に代表される画像信号の勾配を勾配ベクトルとして算出し、その勾配ベクトルの集中度を出力するものであり、アイリスフィルタ処理とはこの勾配ベクトルの集中度を基に腫瘍陰影の候補領域を検出するものである。

【0009】

以下、図1のマンモグラフィを参照してアイリスフィルタ処理について説明する。原画像データPにおける腫瘍陰影 P_1 内部の任意の画素における勾配ベクトルは図1(2)に示すように腫瘍陰影 P_1 の中心付近を向くが、血管陰影や乳腺など細長い陰影 P_2 は図1(3)に示すように勾配ベクトルが特定の点に集中することはない。このため、局所的に勾配ベクトルの向きの分布を評価し、特定の点に集中している領域を検出すれば、それが腫瘍陰影 P_1 の候補領域となる。また、図1(4)に示すような乳腺等の細長い陰影同士が交差した陰影 P_3 は、勾配ベクトルが特定の点に集中する傾向があるため擬似的に候補領域として検出され得る。

【0010】

以下にアイリスフィルタ処理の具体的なアルゴリズムを示す。

【0011】

まず、対象となる画像を構成する全ての画素について、各画素jごとに下記式(1)に示す計算式に基づいた画像データの勾配ベクトルの向き θ を求める。

【0012】

【数1】

$$\theta = \tan^{-1} \frac{(f_3 + f_4 + f_5 + f_6 + f_7) - (f_{11} + f_{12} + f_{13} + f_{14} + f_{15})}{(f_1 + f_2 + f_3 + f_{15} + f_{16}) - (f_7 + f_8 + f_9 + f_{10} + f_{11})} \quad (1)$$

ここで $f_1 \sim f_{16}$ は、図2に示すように、その画素jを中心とした例えば縦5画素×横5画素の大きさのマスクの外周上の画素に対応した画素値(画像データ)である。

【0013】

次に、対象となる画像を構成する全ての画素について、各画素ごとにその画素を注目画素とする勾配ベクトルの集中度Cを次式(2)にしたがって算出する。

【0014】

【数 2】

$$C = (1/N) \sum_{j=1}^N \cos \theta_j \quad (2)$$

ここでNは注目画素を中心に半径Rの円内に存在する画素の数、 θ_j は注目画素とその円内の各画素jとを結ぶ直線と、その各画素jにおける上記式(1)で算出された勾配ベクトルとがなす角である(図3参照)。したがって上記式(2)で表される集中度Cが大きな値となるのは、各画素jの勾配ベクトルの向きが注目画素に集中する場合である。

【0015】

ところで、腫瘍陰影近傍の各画素jの勾配ベクトルは、腫瘍陰影のコントラストの大小に拘らず、略その腫瘍陰影の中心部を向くため、上記集中度Cが大きな値をとる注目画素は腫瘍陰影の中心部の画素といえることができる。一方、血管陰影など細長い陰影は勾配ベクトルの向きが一定方向に偏るため集中度Cの値は小さい。したがって、画像を構成する全ての画素について、それぞれ注目画素に対する上記集中度Cの値を算出し、その集中度Cの値が予め設定された閾値を上回るか否かを評価することによって腫瘍陰影を検出することができる。すなわち、このフィルタは通常の差分フィルタに比べて血管や乳腺等の影響を受けにくく、腫瘍陰影を効率よく検出できるという特長を有している。

【0016】

さらに実際の処理においては、腫瘍の大きさや形状に左右されない検出力を達成するために、フィルタの大きさと形状とを適応的に変化させる工夫がなされる。図4にそのフィルタを示す。このフィルタは、図3に示すものと異なり、注目画素を中心として $2\pi/M$ 度の角度間隔で隣接するM種類の方向(図4においては、11.25度ごとの32方向を例示)の放射状の線上の画素のみで上記集中度の評価を行うものである。

【0017】

ここでi番目の線上にあって、かつ注目画素からn番目の画素の座標([x], [y])は、注目画素の座標を(k, 1)とすれば、下記式(3)、(4)で与えられる。

【0018】

【数3】

$$x = k + n \cos\{2\pi(i-1)/M\} \quad (3)$$

$$y = l + n \sin\{2\pi(i-1)/M\} \quad (4)$$

ただし、 $[x]$ 、 $[y]$ は、 x 、 y を超えない最大の整数である。

【0019】

さらに、その放射線上の線上の各線ごとに最大の集中度が得られる画素までの出力値をその方向についての集中度 C_{imax} とし、その集中度 C_{imax} を全ての方向で平均し、この平均値を注目画素についての勾配ベクトル群の集中度 C とする。

【0020】

具体的には、まず i 番目の放射状の線上において注目画素から n 番目の画素までで得られる集中度 $C_i(n)$ を下記式(5)により求める。

【0021】

【数4】

$$C_i(n) = \sum_{i=1}^n \{(\cos\theta_{i1})/n\}, R_{min} \leq n \leq R_{max} \quad (5)$$

すなわち式(5)は、起点を注目画素とし、終点を R_{min} から R_{max} までの範囲内で変化させて、集中度 $C_i(n)$ を算出するものである。

【0022】

ここで R_{min} と R_{max} とは、検出しようとする腫瘍陰影の半径の最小値と最大値である。

【0023】

次に、勾配ベクトル群の集中度 C を下記式(6)および(7)により計算する。

【0024】

【数5】

$$C_{i\max} = \max_{R_{\min} \leq n \leq R_{\max}} C_i(n) \quad (6)$$

$$C = (1/32) \sum_{i=1}^{32} C_{i\max} \quad (7)$$

ここで式(6)の $C_{i\max}$ は、式(5)で得られた放射状の方向線ごとの集中度 $C_i(n)$ の最大値であるから、注目画素からその集中度 $C_i(n)$ が最大値となる画素までの領域が、その線の方角における腫瘍陰影の領域となる。

【0025】

全ての放射状の方向線について式(6)の計算をしてその各線上における腫瘍陰影の領域の辺縁点を求め、この各線上における腫瘍陰影の領域の隣接する辺縁点を、直線または非線形曲線で結ぶことにより、腫瘍陰影の候補となり得る候補領域の輪郭を特定することができる。

【0026】

そして、式(7)では、この領域内の式(6)で与えられた集中度の最大値 $C_{i\max}$ を放射状の方向線の全方向(式(7)では32方向の場合を例示)について平均した値を求める。この求められた値がアイリスフィルタ出力値 I であり、この出力値 I を、腫瘍陰影であるか否かを判断するのに適した予め設定した一定の閾値 T と比較し、 $I \geq T$ (若しくは $I > T$)であればこの注目画素を中心とする領域が候補領域であり、 $I < T$ (若しくは $I \leq T$)であれば候補領域ではないと判定し、候補領域を検出する。

【0027】

なお、前述の集中度 $C_i(n)$ の計算は、式(5)の代わりに下記式(5')を用いてもよい。

【0028】

【数6】

$$C_i(n) = \frac{1}{n - R_{\min} + 1} \sum_{i=R_{\min}}^n \cos \theta_{i1}, R_{\min} \leq n \leq R_{\max} \quad (5')$$

すなわち、式(5')は、検出しようとする腫瘍陰影の半径の最小値 R_{\min} に

対応した画素を起点とし、終点を R_{\min} から R_{\max} までとした範囲内で集中度 $C_i(n)$ を算出するものである。

【0029】

一方、モフォロジーフィルタ処理は、腫瘤陰影とともに乳癌における特徴的形態である微小石灰化陰影の候補を検出する手法であり、マルチスケール λ と構造要素（マスク） B とを用い、〔1〕石灰化像そのものの抽出に有効であること、〔2〕複雑なバックグラウンド情報に影響されにくいこと、〔3〕抽出した石灰化像がひずまないこと、などの特徴がある。すなわち、この手法は一般の微分処理に比べて、石灰化像のサイズ・形状・濃度分布などの幾何学的情報をより良く保った検出が可能である。以下にその概要を述べる。

【0030】

（モフォロジーの基本演算）

モフォロジーは一般的には N 次元空間における集合論として展開されるが、直感的な理解のために 2 次元の濃淡画像を対象として説明する。

【0031】

濃淡画像を座標 (x, y) の点が濃度値 $f(x, y)$ に相当する高さをもつ空間とみなす。ここで、濃度値 $f(x, y)$ は、濃度が低い（CRT に表示した場合には輝度が高い）ほど大きな画像信号となる高輝度高信号レベルの信号とする。

【0032】

まず、簡単のために、その断面に相当する 1 次元の関数 $f(x)$ を考える。モフォロジー演算に用いる構造要素 g は次式（8）に示すように、原点について対称な対称関数

【数 7】

$$g^s(x) = g(-x) \quad (8)$$

であり、定義域内で値が 0 で、その定義域が下記式（9）であるとする。

【0033】

【数 8】

$$G = \{-m, -m+1, \dots, -1, 0, 1, \dots, m-1, m\} \quad (9)$$

このとき、モフォロジー演算の基本形は式 (10) ~ (13) に示すように、非常に簡単な演算となる。

【0034】

【数9】

$$\text{dilation: } [f \oplus G^S](i) = \max \{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad (10)$$

$$\text{erosion: } [f \ominus G^S](i) = \min \{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad (11)$$

$$\text{opening: } f_g = (f \ominus g^S) \oplus g \quad (12)$$

$$\text{closing: } f^g = (f \oplus g^S) \ominus g \quad (13)$$

すなわち、ダイレーション (dilation) 処理は、注目画素を中心とした、 $\pm m$ (構造要素Bに応じて決定される値) の幅の中の最大値を検索する処理であり (図5 (A) 参照)、一方、イロージョン (erosion) 処理は、注目画素を中心とした、 $\pm m$ の幅の中の最小値を検索する処理である (図5 (B) 参照)。また、オープニング (opening) 処理は最小値探索の後に、最大値を探索することに相当し、クロージング (closing) 処理は最大値探索の後に、最小値を探索することに相当する。すなわち、オープニング処理は低輝度側から濃度曲線 $f(x)$ を滑らかにし、マスクサイズ $2m$ より空間的に狭い範囲で変動する凸状の濃度変動部分 (周囲部分よりも輝度が高い部分) を取り除くことに相当する (図5 (C) 参照)。一方、クロージング処理は、高輝度側から濃度曲線 $f(x)$ を滑らかにし、マスクサイズ $2m$ より空間的に狭い範囲で変動する凹状の濃度変動部分 (周囲部分よりも輝度が低い部分) を取り除くことに相当する (図5 (D) 参照)。

【0035】

ここで、濃度の高いもの程大きな値となる高濃度高信号レベルの信号の場合においては、濃度値 $f(x)$ の画像信号値が高輝度高信号レベルの場合に対して大小関係が逆転するため、高濃度高信号レベルの信号におけるダイレーション処理は、高輝度高信号レベルにおけるイロージョン処理と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるイロージョン処理は、高輝度高信号レベルにおけるダイレーション処理と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるオープニング処理は、高輝度高信号レベルにおけるクロージング処理と一致し、高濃度高信号レベルの信

号におけるクロージング処理は、高輝度高信号レベルにおけるオープニング処理と一致する。なお、本項では高輝度高信号レベルの画像信号（輝度値）の場合について説明する。

【0036】

（石灰化陰影検出への応用）

石灰化陰影の検出には、原画像から平滑化した画像を引き去る差分法が考えられる。単純な平滑化法では石灰化陰影と細長い形状の非石灰化陰影（乳腺や血管や乳腺支持組織等）の識別が困難であるため、小畑らは、多重構造要素を用いたオープニング演算に基づく下記式（14）で表されるモフォロジー演算処理を提案している（「多重構造要素を用いたモルフォロジーフィルタによる微小石灰化像の抽出」電子情報通信学会論文誌 D-II Vol.J75-D-II No.7 P1170～1176 1992年7月、「モルフォロジーの基礎とそのマンモグラム処理への応用」MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY Vol.12 No.1 January 1994）。

【0037】

【数10】

$$\begin{aligned}
 P &= f - \max_{i \in (1, \dots, M)} \{ (f \ominus B_i) \oplus B_i \} \\
 &= f - \max_{i \in (1, \dots, M)} \{ f_{B_i} \} \quad (14)
 \end{aligned}$$

ここで B_i ($i = 1, 2, 3, 4$) は図6に示す直線状の4つの構造要素Bである。構造要素Bを検出対象の石灰化陰影よりも大きく設定すれば、オープニング処理で、構造要素Bよりも細かな凸状の信号変化部分（空間的に狭い範囲で変動する画像部分）である石灰化像は取り除かれる。一方、細長い形状の非石灰化陰影はその長さが構造要素Bよりも長く、その傾き（延びる方向）が4つの構造要素 B_i のうちいずれかに一致すればオープニング処理（式（14）の第2項の演算）をしてもそのまま残る。したがってオープニング処理によって得られた平滑化画像（石灰化陰影が取り除かれた画像）を原画像 f から引き去ることで、小さな石灰化像の候補のみが含まれる画像が得られる。これが式（14）の考え方である。

【0038】

なお前述したように、高濃度高信号レベルの信号の場合においては、石灰化陰影は周囲の画像部分よりも濃度値が低くなり、石灰化陰影は周囲部分に対して凹状の信号変化部分となるため、オープニング処理に代えてクロージング処理を適用し、式 (14) に代えて式 (15) を適用する。

【0 0 3 9】

【数 1 1】

$$\begin{aligned} P &= f - \min_{i \in (1, \dots, M)} \{ (f \oplus B_i) \ominus B_i \} \\ &= f - \min_{i \in (1, \dots, M)} \{ f_{B_i} \} \end{aligned} \quad (15)$$

しかし、これによっても石灰化陰影と同等の大きさをもつ非石灰化陰影が一部残る場合があり、そのような場合については、次式 (16) のモフォロジー演算に基づく微分情報を利用して式 (14) の P に含まれる非石灰化像をさらに除去する。

【0 0 4 0】

【数 1 2】

$$M_{grad} = (1/2) \times \{ f \oplus \lambda B - f \ominus \lambda B \} \quad (16)$$

ここで、Mgradの値が大きいほど石灰化陰影の可能性が大きいので、石灰化候補画像Cs は下記式 (17) により求めることができる。

【0 0 4 1】

【数 1 3】

$$\begin{aligned} &\text{IF } P(i, j) \geq T1 \text{ and } M_{grad}(i, j) \geq T2 \\ &\text{Then } Cs(i, j) = P \text{ else } Cs(i, j) = 0 \end{aligned} \quad (17)$$

ここで、T1, T2 は実験的に決められる、予め設定された閾値である。

【0 0 4 2】

ただし、石灰化陰影の大きさとは異なる非石灰化陰影については、式 (14) の P と所定の閾値 T1 との比較のみで除去できるため、石灰化陰影と同等の大きさをもつ非石灰化陰影が残ることのないような場合は、式 (17) の第 1 項の条件 ($P(i, j) \geq T1$) を満たすだけでよい。

【0043】

最後に、式(18)に示す、マルチスケールのオープニング演算とクロージング演算との組合わせにより、石灰化陰影のクラスターCcを検出する。

【0044】

【数14】

$$C_c = C_s \oplus \lambda_1 B \ominus \lambda_3 B \oplus \lambda_2 B \quad (18)$$

ここで、 λ_1 と λ_2 はそれぞれ融合したい石灰化陰影の最大距離と除去したい孤立陰影の最大半径とによって決められ、 $\lambda_3 = \lambda_1 + \lambda_2$ である。

【0045】

なお、これらのモフォロジーフィルタに関する説明は上述したように、高輝度高信号レベルの画像データの場合についてであるが、高濃度高信号レベルの画像データ（高濃度の画素ほど大きなデジタル値を持つ画像データ）の場合については、オープニング演算とクロージング演算とが逆の関係になる。

【0046】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、病院等の施設が異常陰影候補検出処理システムを導入する際には、上述のアイリスフィルタ処理およびモフォロジーフィルタ処理において異常陰影候補を検出する際に用いられる検出閾値（検出パラメータ）T、T1、T2の値として、いずれも予め実験的に定められた特定の値が初期値として設定されている。

【0047】

しかしながら、上記の異常陰影候補検出処理システムによる検出結果は、使用する施設の撮影環境に影響されて変動しやすいため、検出パラメータの値を特定の値とすると、施設ごとに検出結果がばらついてしまう可能性がある。このため、異常陰影候補検出処理システムを導入する際には、全ての施設に亘って安定した検出性能が得られるように、検出パラメータの値を各施設ごとに、各施設の撮影環境に合わせて設定することが必要である。

【0048】

本発明は、上記事情に鑑み、施設ごとの撮影環境によらず、異常陰影候補検出

処理システムを導入する全ての施設に亘って安定した検出性能を得ることを可能とする異常陰影候補検出方法および検出処理システムを提供することを目的とするものである。

【0049】

【課題を解決するための手段】

本発明による異常陰影候補検出方法は、撮影手段により放射線撮影された被写体の放射線画像を表わす放射線画像データを取得し、取得された放射線画像データに基づいて、放射線画像中の異常陰影候補を所定の検出パラメータを用いた異常陰影候補検出処理により検出する異常陰影候補検出方法において、検出可能レベルに対応する複数の評価用モデルからなる陰影パターンを有する基準ファントムを撮影手段により放射線撮影して基準ファントムの放射線画像を表わすファントム画像データを取得し、取得されたファントム画像データを出力手段により出力し、出力されたファントム画像データに基づく画質評価によって得られた閾値を、検出パラメータの値として設定することを特徴とするものである。

【0050】

ここで、異常陰影候補検出処理とは、腫瘤陰影候補を検出するアイリスフィルタ処理や、微小石灰化陰影候補を検出するモフォロジーフィルタ処理等を示すものであり、この他にも放射線画像中の異常陰影を検出パラメータを用いて検出する処理であればいかなるものでもよい。

【0051】

また、検出パラメータとは、検出性能を変動させるパラメータであり、アイリスフィルタ処理においては閾値 T 、モフォロジーフィルタ処理においては閾値 T_1 、 T_2 が検出パラメータに該当する。

【0052】

また、検出可能レベルに対応する複数の評価用モデルからなる陰影パターンとは、複数段階の検出可能レベルに各々対応する複数の評価用モデルからなる陰影パターンを意味するものであり、例えば図7の12～16に示すような、大きさが異なる複数の腫瘤を模した評価用モデルからなる腫瘤陰影パターンや、図7の7～11に示すような、各点の大きさ（コントラスト）が異なる複数の微小石灰化陰影

を模した評価用モデルからなる微小石灰化陰影パターンや、図9に示すような、複数段階のコントラストを有する評価用モデルからなる陰影パターンを意味するものである。なお、この他にも、異常陰影の特徴によって種々の形態の陰影パターンを用いることができる。

【0053】

また、出力手段とは、プリンターなどのプリント手段やCRTなどの画像表示手段のほか、画像データに基づいて画像中の異常陰影候補を検出する手段にファントム画像データを出力する手段等を示すものである。

【0054】

なお、この方法は、特に被写体が乳房である場合に適している。

【0055】

また、本発明による異常陰影候補検出処理システムは、被写体を放射線撮影する撮影手段と、撮影手段により撮影された被写体の放射線画像を表わす放射線画像データを取得する放射線画像データ取得手段と、放射線画像データ取得手段により取得された放射線画像データに基づいて放射線画像中の異常陰影候補を所定の検出パラメータを用いた異常陰影候補検出処理により検出する異常陰影候補検出手段とを備えた異常陰影候補検出処理システムにおいて、異常陰影候補検出手段が、撮影手段により撮影され放射線画像データ取得手段により取得された、検出可能レベルに対応する複数の評価用モデルからなる少なくとも一種の異常陰影パターンを有する基準ファントムの画像を表わすファントム画像データに基づいて、所望の検出可能レベルに対応する評価用モデルを検出し得るような閾値を決定し、検出パラメータの値を閾値に基づいて自動設定するものであることを特徴とするものである。

【0056】

ここで、放射線画像データ取得手段とは、撮影手段により撮影された放射線画像を読み取って放射線画像データを取得する画像読取手段のほか、X線を直接画像データに変換する固体センサ等を利用して放射線画像データを取得する手段等も含む。

【0057】

また、異常陰影パターンとは、略円形の周縁から中心部に向かうに従って輝度が高くなり周縁がぼやけた画像で表された腫瘍陰影パターンや、複数の点が集まった画像で表された微小石灰化陰影パターン等の、異常陰影の形状を模したパターンを示すものである。

【 0 0 5 8 】

なお、基準ファントムに含まれる異常陰影パターンのうち少なくとも一種は、微小石灰化陰影パターン、或いは、腫瘍陰影パターンであることが望ましい。

【 0 0 5 9 】

また、異常陰影候補検出処理には、微小石灰化陰影を検出するモフォロジーフィルタ処理および／または腫瘍陰影を検出するアイリスフィルタ処理を用いることができる。

【 0 0 6 0 】

また、本発明による異常陰影候補検出処理システムを、被写体を放射線撮影する撮影手段と、撮影手段により撮影された被写体の放射線画像を表わす放射線画像データを取得する放射線画像データ取得手段と、放射線画像データ取得手段により取得された放射線画像データに基づいて放射線画像中の異常陰影候補を所定の検出パラメータを用いた異常陰影候補検出処理により検出する異常陰影候補検出手段とを備えた異常陰影候補検出処理システムにおいて、撮影手段により撮影され放射線画像データ取得手段により取得された所定の被写体の放射線画像データに基づいて、検出パラメータの値を自動設定するパラメータ値設定手段を備えたものとすることもできる。

【 0 0 6 1 】

ここで、所定の被写体としては、検出可能レベルに対応する複数の評価用モデルからなる陰影パターンを有する基準ファントムを適用することができる。ここで適用される基準ファントムは、異常陰影のパターンを有するもののほか、複数段階のコントラストを有する面状の陰影パターンを有するものなどでもよい。また、この他にも、異常陰影の特徴によって種々の形態の陰影パターンを用いることができる。

【 0 0 6 2 】

また、上記所定の被写体は有形の被写体に限られるものではない。すなわち、撮影手段が被写体を置かずに撮影（ベタ撮影）を行なうことにより得られた放射線画像データを、上記所定の被写体の放射線画像データとしてもよい。

【0063】

また、パラメータ値設定手段を、所定の被写体の放射線画像データの粒状性および／またはコントラストに基づいて検出パラメータの粒状性補正值および／またはコントラスト補正值を算出し、この粒状性補正值および／またはコントラスト補正值に基づいて検出パラメータの値を設定するものとすることもできる。

【0064】

なお、検出パラメータとは、アイリスフィルタ処理における閾値Tや、モフオリジーフィルタ処理における閾値T1、T2を意味するものであり、この他にも、放射線画像中の異常陰影候補を検出する際に用いられる、検出性能を変動させる種々のパラメータを意味するものである。

【0065】

【発明の効果】

上記のように構成された本発明の異常陰影候補検出方法および検出処理システムによれば、各施設の撮影手段によって撮影を行い取得された基準ファントム等の画像データの画質を、各施設ごとに評価し、その評価結果によって各施設ごとに異常陰影候補検出処理に用いられる検出パラメータの値を設定するから、全ての施設に亘って同等の検出結果が得られるように検出パラメータを設定することが可能となり、撮影環境の相違に拘らず安定した検出性能を得ることが可能となる。

【0066】

なお、特に被写体が乳房である場合には、検出結果が撮影環境の影響を受け易いため有効である。

【0067】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の異常陰影候補検出方法および検出処理システムの実施の形態を図面に基づいて説明する。図8は、本発明における異常陰影候補検出処理システ

ムの具体的な実施形態を示す図である。

【 0 0 6 8 】

本実施形態の異常陰影候補検出処理システムは、基準ファントムを撮影する撮影手段10と、撮影手段10により撮影されたファントム画像Pを読み取ってファントム画像データP'を取得する画像読取手段（放射線画像データ取得手段）20と、画像読取手段20からファントム画像データP'を入力し、ファントム画像データP'に基づき基準ファントム上の異常陰影の評価用モデルを検出する異常陰影候補検出手段30とを備える。

【 0 0 6 9 】

基準ファントムとしては、腫瘍陰影を模したパターン（12～16）と、微小石灰化陰影を模したパターン（7～11）を備えたRMIファントムを用いる（図7参照）。各異常陰影のパターンは、検出可能レベルが異なる評価用モデルによって構成される。すなわち、腫瘍陰影パターンは略円形のモデルの大きさが小さくなるに従って検出し難くなり、同様に、微小石灰化陰影パターンはモデルを構成する点が小さくなる（コントラストが弱くなる）に従って検出し難くなることから、検出可能レベルが異なる評価用モデルとは、各異常陰影の形状を有し、大きさが異なるモデルを示したものである。なお、図7の1～6は乳腺等の線状陰影を模したパターンであり、本実施形態においては利用しない。

【 0 0 7 0 】

撮影手段10および画像読取手段20は病院等の施設に備えられ、乳房等の被写体の撮影、読取りを行うものと同一の装置である。また、異常陰影候補検出手段30も、通常は、乳房等の被写体の画像データを入力し、その画像データに基づいて被写体の異常陰影候補を検出するものである。

【 0 0 7 1 】

異常陰影候補検出手段30は、画像読取手段20からファントム画像データP'を入力し、ファントム画像データP'に基づいて基準ファントム上の評価用モデルを検出する評価用モデル検出手段31と、評価用モデル検出手段31の検出結果を入力し、所望の検出レベルと比較する評価を行う評価手段32と、評価手段32による評価の結果、評価用モデルの検出結果と所望の検出レベルが異なる場合に、所定

のルールに基づいて検出パラメータの値を再設定するパラメータ設定手段33により構成される。なお、評価手段32による評価の結果、評価用モデル検出手段31の検出結果が所望の検出レベルを達成していた場合には、パラメータ設定手段33による検出パラメータの値の再設定は行われない。

【 0 0 7 2 】

ここで検出パラメータとは、腫瘍陰影を検出するアイリスフィルタ処理における閾値T、微小石灰化陰影を検出するモフォロジーフィルタ処理における閾値T1、T2を意味するものであり、この検出パラメータには初期値として特定の値が設定されている。

【 0 0 7 3 】

次に、以上のように構成された本実施形態の異常陰影候補検出処理システムの作用（検出方法）について説明する。

【 0 0 7 4 】

撮影手段10は、基準ファントムに対して放射線撮影を行う。

【 0 0 7 5 】

画像読取手段20は、撮影手段10により撮影された基準ファントムのファントム画像Pを読み取って画像データ化する。

【 0 0 7 6 】

評価用モデル検出手段31は、画像読取手段20により画像データ化されたファントム画像データP'を入力し、異常陰影候補検出処理により、ファントム画像Pに含まれる異常陰影パターン（評価用モデル）を検出する。この際、基準ファントム上の腫瘍陰影パターンはアイリスフィルタ処理により検出し、石灰化陰影パターンはモフォロジーフィルタ処理により検出する。なお、評価用モデル検出手段31は、入力したファントム画像データP'を記憶し、評価用モデル検出後も保存する。

【 0 0 7 7 】

評価手段32は、評価用モデル検出手段31から検出結果情報を入力し、予め設定された所望の検出レベルと比較し、検出結果が所望の検出レベルを達成していない場合に、その検出結果情報および所望の検出レベルの情報をパラメータ設定手

段33に出力する。なお、評価用モデル検出手段31による検出結果が所望の検出レベルと同等であった場合には、パラメータを設定する処理は終了し、検出結果が出力される。

【 0 0 7 8 】

パラメータ設定手段33は、評価手段32から検出結果情報および所望の検出レベルの情報を入力し、その情報に基づいて検出パラメータの値を変更し、この変更後の値を評価用モデル検出手段31における各異常陰影検出処理の検出パラメータの値として再設定する。例えば、腫瘍陰影の所望の検出レベルが2（基準ファントム上の腫瘍陰影パターンのうち2つの評価用モデル（12、13）を検出するレベル）であり、評価用モデル検出手段31による評価結果の検出レベルが1（評価用モデル（12）のみを検出するレベル）であった場合には、評価用モデル検出手段31におけるアイリスフィルタ処理の検出パラメータ（閾値）Tの値を1レベル分下げて新しい値を設定する。同様に、微小石灰化陰影の所望の検出レベルが2であり、評価用モデル検出手段31による評価結果の検出レベルが1であった場合には、評価用モデル検出手段31におけるモフォロジーフィルタ処理の検出パラメータ（閾値）T1，T2の値を1レベル分下げて新しい値を設定する。なお、検出パラメータの値を下げる（または、上げる）レベルは、各異常陰影候補検出処理の特性により予め定められた所定のルールに基づいて決定する。

【 0 0 7 9 】

検出パラメータに新しい値が設定された後、評価用モデル検出手段31は、保存しているファントム画像データP'に対して再度異常陰影候補検出処理を施し評価用モデルを再検出する。

【 0 0 8 0 】

評価手段32、パラメータ設定手段33および評価用モデル検出手段31は、この再検出された検出結果に対して上記と同様の処理を行い、評価用モデル検出手段31による検出結果が所望の検出レベルと同等になるまで上記の処理を繰り返す。

【 0 0 8 1 】

本実施形態の異常陰影候補検出方法および検出処理システムによれば、システムが自動的に検出パラメータの値を設定することにより検出性能を調整すること

が可能となるので、システム導入時だけでなく、各施設が定期的に調整を行うこともできる。すなわち、常に安定した検出結果を得ることが可能になり、異常陰影候補検出処理システム自体のQCにも有効である。

【0082】

なお、基準ファントムには上記のRMIファントム以外にも、検出対象の異常陰影の検出可能レベルに対応した複数の評価用モデルを有するものであればいかなるものでも利用することができる。

【0083】

次に、本発明の異常陰影候補検出方法の別の実施形態について説明する。本実施形態による異常陰影候補検出方法は、画像読取手段20において取得されたファントム画像データP'を出力装置によりX線フィルム等に出力し、出力結果を視認した結果の視認レベルに基づいて検出パラメータの値を手動で再設定するものである。例えば、所望の検出レベルが2であり、視認レベルが1であった場合には、検出パラメータの値を例えば初期値の1/2に下げて設定し、所望の検出レベルが得られた状態でシステムの運用を開始する。なお、各施設における出力装置の画質等のばらつきは既に補正されていることを前提とし、視認レベルの画質評価結果には影響しないものとする。

【0084】

なお、X線フィルム等に出力された出力結果を視認レベルで画質評価する上記実施形態においては、必ずしも異常陰影パターンを有するファントムに限らず、複数段階の検出可能レベルに対応する複数の評価用モデルからなる種々の陰影パターンを有するファントムを利用することが可能であり、例えば、検出する異常陰影が微小石灰化陰影である場合にはCDMAMMMOファントム（図9参照）を用いることができる。CDMAMMMOファントムとはコントラスト評価に関して、かなり細かい解析が可能なファントムである。

【0085】

なお、異常陰影候補検出処理は、上記のアイリスフィルタ処理およびモフォロジーフィルタ処理の他、検出パラメータにより検出性能を変動させることが可能な異常陰影候補検出処理であればいかなるものでもよい。

【 0 0 8 6 】

次に、本発明の異常陰影候補検出処理システムの別の実施形態について説明する。図 1 0 は本実施形態による異常陰影候補検出処理システムの具体的な実施形態を示す図である。なお、図 1 0 において図 8 と同じ符号を付した上記第 1 の実施形態と同じ構成要素についての説明は、特に必要がない限り省略する。

【 0 0 8 7 】

本実施形態の異常陰影候補検出処理システムは、放射線撮影を行う撮影手段 1 0 と、撮影手段 1 0 により撮影された放射線画像 Q を読み取って画像データ Q ' を取得する画像読取手段（放射線画像データ取得手段） 2 0 と、画像読取手段 2 0 から画像データ Q ' を入力して異常陰影候補検出処理における検出パラメータの補正値を算出し、その算出結果に基づき、異常陰影候補検出手段 5 0 に対して検出パラメータの値の設定を行なうパラメータ値設定手段 4 0 とを備える。

【 0 0 8 8 】

異常陰影候補検出手段 5 0 は、乳房等の被写体の画像データを入力し、その画像データに基づいて、所定の検出パラメータ（閾値）を利用した異常陰影候補検出処理により、画像中の異常陰影候補を検出するものである。

【 0 0 8 9 】

また、本実施形態のパラメータ値設定手段 4 0 は、画像読取手段 2 0 から入力した画像データ Q ' の粒状性およびコントラストに基づいて、検出パラメータの粒状性補正値およびコントラスト補正値を算出し、この両補正値を異常陰影候補検出手段 5 0 におけるモフォロジーフィルタ処理の基本閾値 T 1 , T 2 に加算したものを検出パラメータの値として設定するものである。

【 0 0 9 0 】

次に、以上のように構成された本実施形態の異常陰影候補検出処理システムの作用について説明する。

【 0 0 9 1 】

撮影手段 1 0 が、基準線量（例えば 1 5 m R）で C D M A M M M O ファントムの撮影とベタ撮影を行うと、画像読取手段 2 0 は、C D M A M M M O ファントムの画像 Q 1 とベタ撮影の画像 Q 2 を撮影手段 1 0 から入力し、所定の基準の方法で、C

DMAMMMOファントムの画像データQ1'とベタ撮影の画像データQ2'を取得する。

【0092】

パラメータ値設定手段40は、画像読取手段20からCDMAMMMOファントムの画像データQ1'とベタ撮影の画像データQ2'を入力し、ベタ撮影の画像データQ2'に基づいて粒状性補正値を、CDMAMMMOファントムの画像データQ1'に基づいてコントラスト補正値を算出する。以下、各補正値の算出方法について具体的に説明する。

【0093】

粒状性補正値を算出する際には、ベタ撮影の画像データQ2'に基づいて、画像中心部分の所定領域（例えば、中心の10cm×10cm領域）のRMS値（平均ノイズ量）を計算する。RMS値とは粒状性、すなわち、施設ごとの撮影系で生じるノイズ量を示す値であり、

【数15】

$$\text{RMS 値} = \sqrt{\sum_i \sum_j (X_{ij} - \hat{X})^2} \quad \hat{X} \text{は } X_{ij} \text{ の平均値, } X_{ij} \text{ は画像データの画素値}$$

で表わされる。このRMS値は、ノイズ量が多いときに大きくなり、ノイズ量が少なくなるときに小さくなる。粒状性補正値K1は、このRMS値を利用して下記式により求められる。

【数16】

$$K1 = (\text{RMS 値} / A - 1.0) \times \alpha$$

ただし、Aおよび α は定数であり、例えばA=0.806、 $\alpha=0.4$ などの値である。なお、この値は10bitの画像データを基準にして実験的に定められたものである。

【0094】

一方、コントラスト補正値を算出する際には、CDMAMMMOファントムの画像データQ1'に基づいて、画像中心部分の所定領域S（図9参照）に対し、前述したモフォロジーフィルタ処理を行なって石灰化候補画像Csを取得し、石

灰化候補画像 C_s の信号値の総和を算出する。コントラスト補正值 K_2 は、この石灰化候補画像 C_s の信号値の総和を利用して下記式により求められる。

【数 1 7】

$$K_2 = (\text{総和} / B - 1.0) \times \beta$$

ただし、 B および β は定数であり、例えば $B = 140$ 、 $\beta = 4.0$ などの値である。この値も粒状性補正值 K_1 の算出時の定数と同様に、10bit の画像データを基準にして実験的に定められたものである。

【0095】

パラメータ値設定手段40では、この粒状性補正值 K_1 とコントラスト補正值 K_2 をモフォロジーフィルタ処理の基本閾値（実験的に決められる予め設定された閾値） T_1 、 T_2 に加算したものを検出パラメータの値として異常陰影候補検出手段50に対し設定する。

【0096】

なお、本実施形態においては、粒状性補正值 K_1 とコントラスト補正值 K_2 の両補正值を求めて基本閾値 T_1 、 T_2 に加算する例を示したが、いずれか1つの補正值のみを求めて加算する形態でもよい。また、コントラスト補正值 K_2 を求める際に、CDMAMMMOファントムの画像データ Q_1' を利用した例を示したが、これに限るものではなく、図7に示したRMIファントムの微小石灰化陰影を模したパターンを利用することもできる。このときには、RMIファントムの微小石灰化陰影パターンの評価用モデルのうち、複数の検出レベルの評価用モデルを利用する。また、粒状性補正值を算出する際に、ベタ撮影の画像データ Q_2' を利用した例を示したが、基準ファントムの画像データを利用してもよい。

【0097】

なお、上記のパラメータを設定する処理は、アイリスフィルタ処理等により異常陰影候補を検出した後、検出された異常陰影の候補領域の形状等の特徴量を用いて、その候補領域が悪性であるか否かの判定を行う判定手段を備えた異常陰影候補検出処理システムにも、もちろん採用できる。

【0098】

なお、本発明はマンモグラフィCADに限られるものではなく、胸部CADや胃が

んCAD 等、様々な被写体に対して利用することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

アイリスフィルタ処理の作用を示す図

【図 2】

注目画素 j を中心とした縦 5 画素×横 5 画素の大きさのマスクを表す図

【図 3】

注目画素と各画素 j における勾配ベクトルとがなす角を説明する図

【図 4】

輪郭形状が適応的に変化するように設定されたアイリスフィルタを示す概念図

【図 5】

モフォロジーフィルタの基本作用を示す図

【図 6】

直線状の 4 つの構造要素 B を示す図

【図 7】

RMI ファントムを示す図

【図 8】

本発明の一実施形態による異常陰影候補検出処理システムの構成を示す構成図

【図 9】

CDMAMMMO ファントムを示す図

【図 10】

本発明の別の実施形態による異常陰影候補検出処理システムの構成を示す構成図

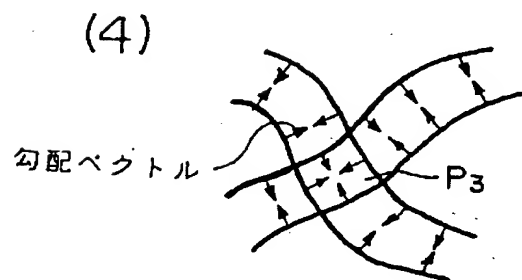
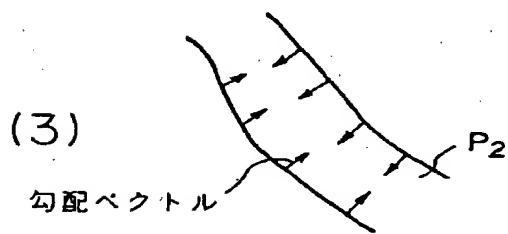
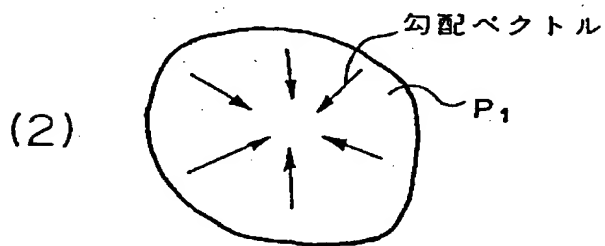
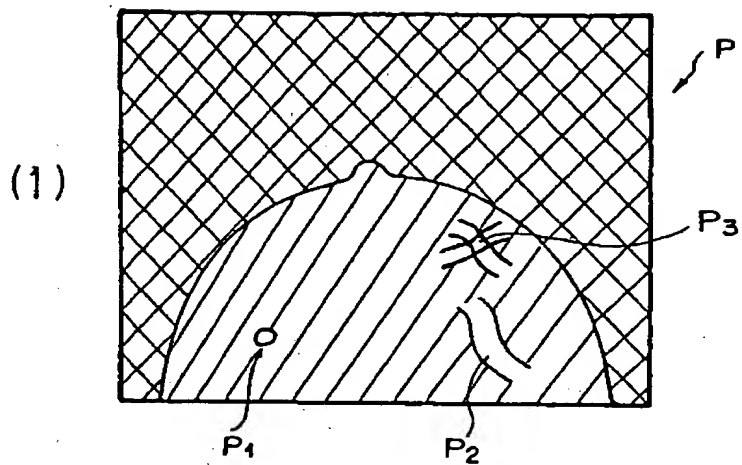
【符号の説明】

- 10 撮影手段
- 20 画像読取手段
- 30 異常陰影候補検出手段
- 31 評価用モデル検出手段
- 32 評価手段

33 パラメータ設定手段

【書類名】 図面

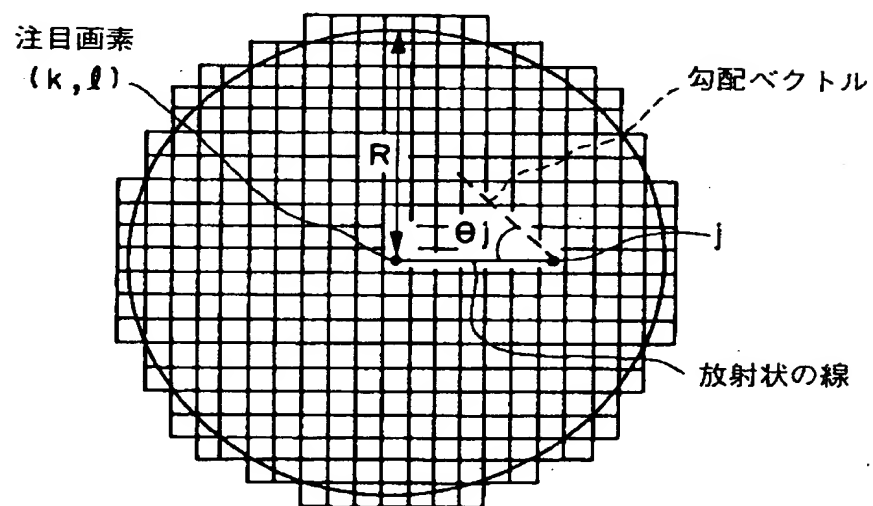
【図 1】



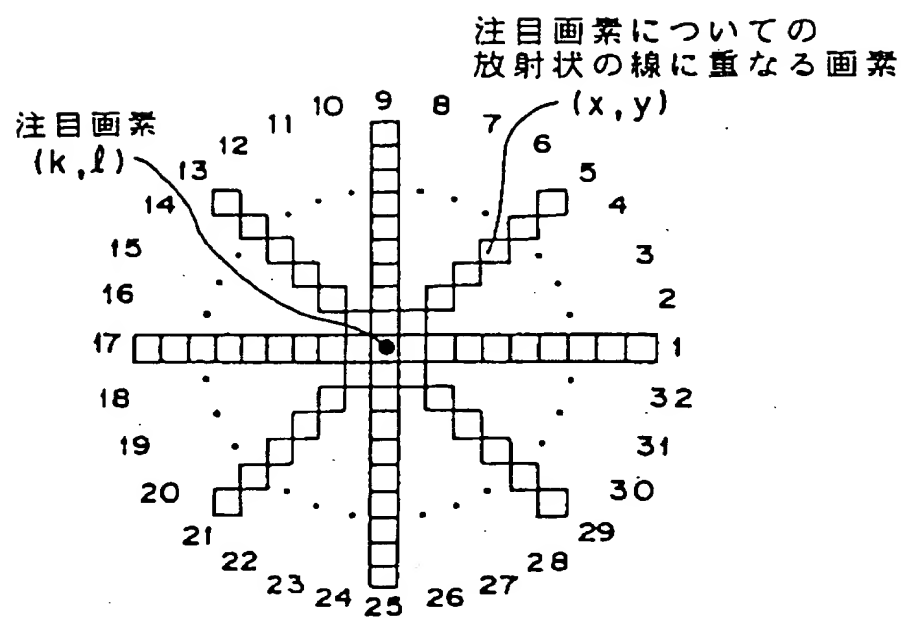
【図 2】

f_7	f_6	f_5	f_4	f_3
f_8				f_2
f_9		画 素 j		f_1
f_{10}				f_{16}
f_{11}	f_{12}	f_{13}	f_{14}	f_{15}

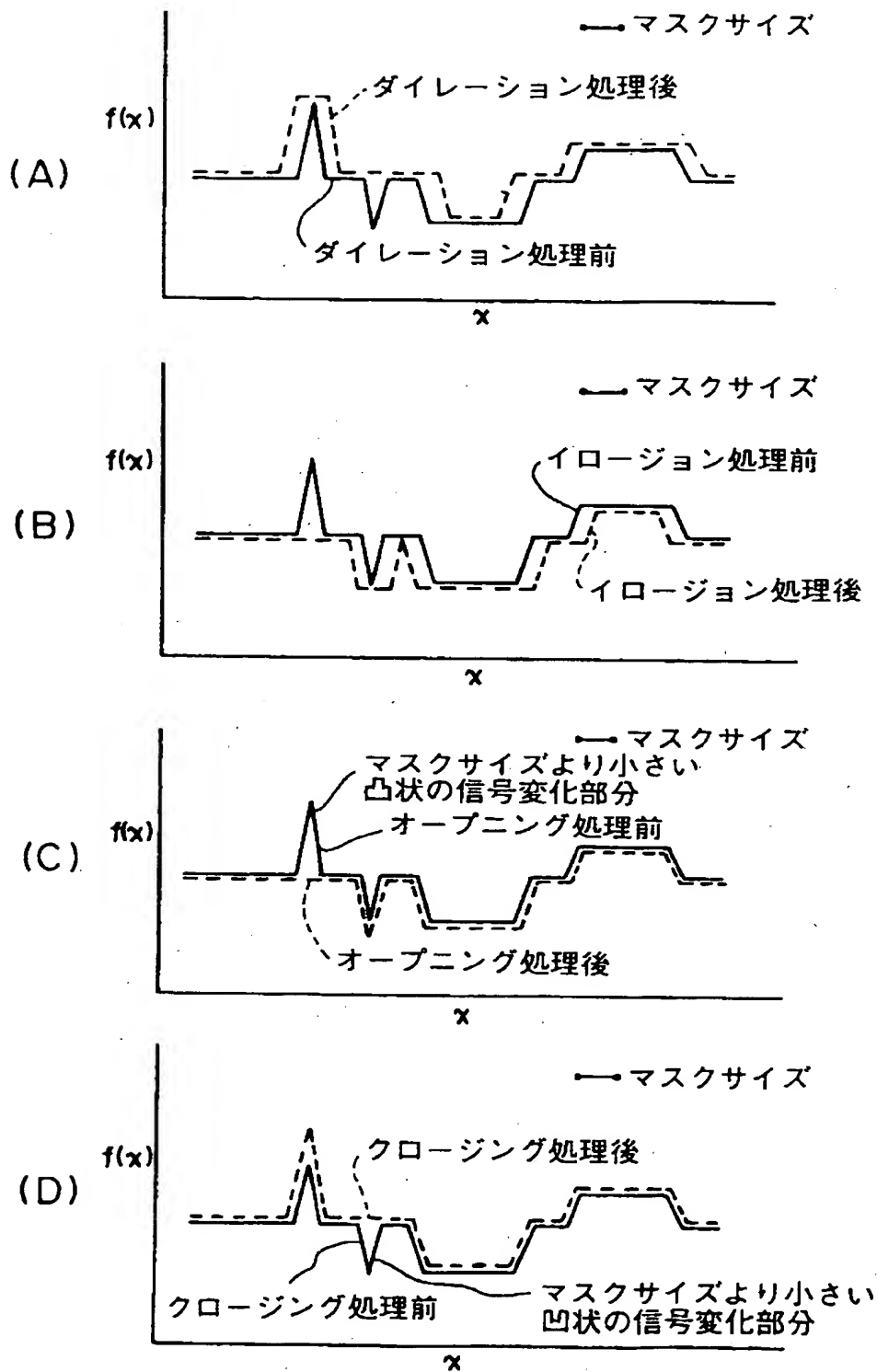
【図 3】



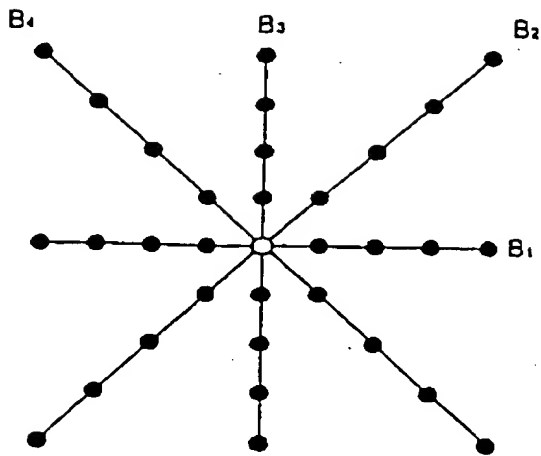
【図4】



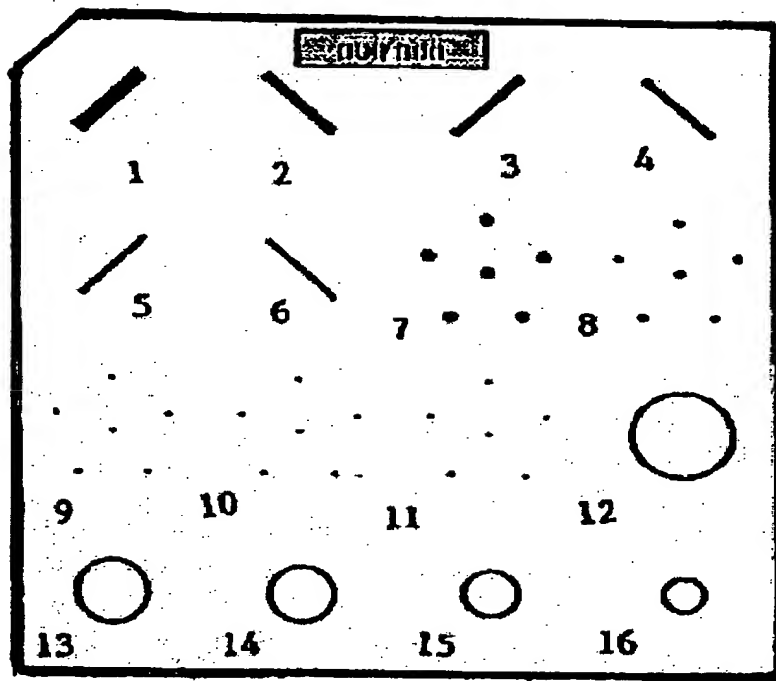
【図 5】



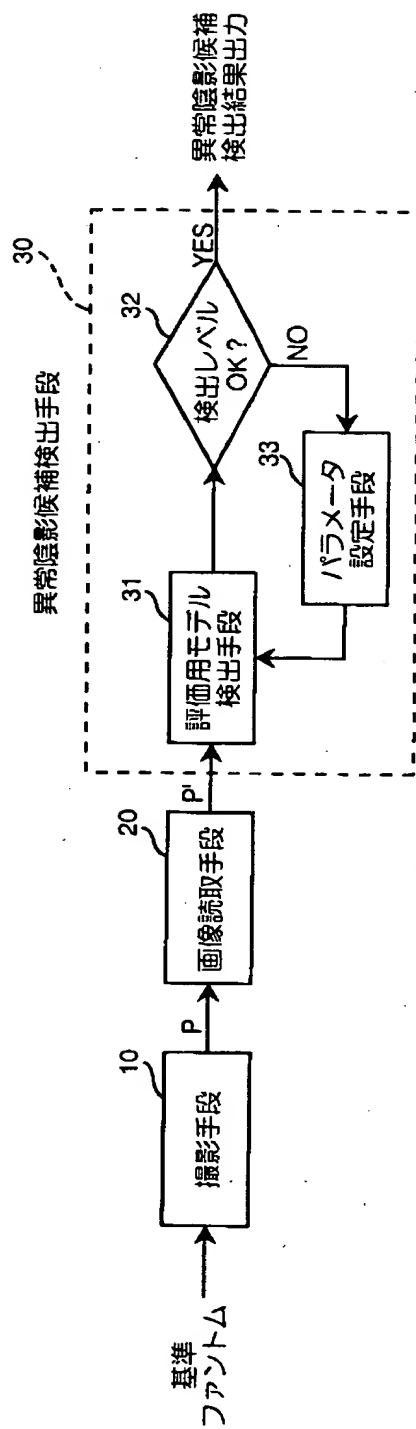
【図 6】



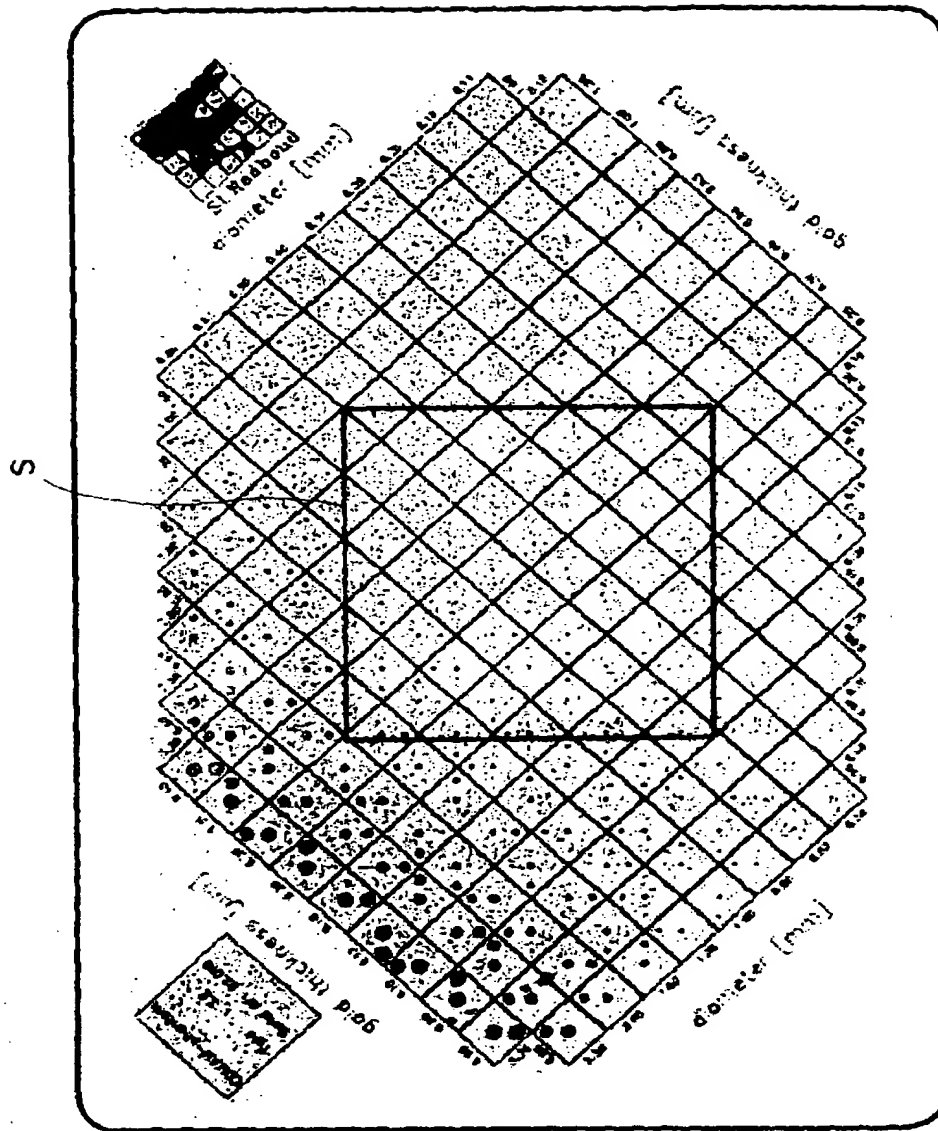
【図 7】



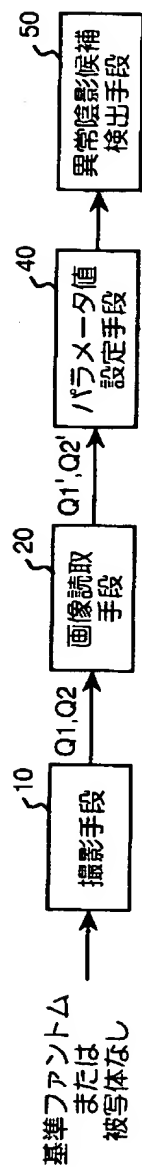
【図 8】



【図9】



【図 10】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 施設ごとの撮影環境の相違に拘らず、異常陰影候補検出処理システムを導入する全ての施設に亘って安定した検出性能を得ることを可能とする。

【解決手段】 撮影手段10が基準ファントムを撮影し、画像読取手段20がファントム画像Pを読み取ってファントム画像データP'を取得する。評価用モデル検出手段31がファントム画像データP'を入力して基準ファントム上の評価用モデルを検出し、評価手段32が評価用モデル検出結果と所望の検出レベルとを比較して評価し、所望の検出レベルと異なる場合には、パラメータ設定手段33が評価手段32による結果に基づいて閾値を決定し評価用モデル検出手段31の検出パラメータに再設定する。評価用モデル検出手段31は再度ファントム画像データP'に対して検出処理を施し、検出結果が所望の検出レベルとが同等になるまで処理を繰り返す。

【選択図】 図 8

認定・付加情報

特許出願の番号	特願2001-213865
受付番号	50101035213
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成13年 7月18日

<認定情報・付加情報>

【提出日】	平成13年 7月13日
【特許出願人】	
【識別番号】	000005201
【住所又は居所】	神奈川県南足柄市中沼210番地
【氏名又は名称】	富士写真フイルム株式会社
【代理人】	申請人
【識別番号】	100073184
【住所又は居所】	神奈川県横浜市港北区新横浜3-18-20 B ENEX S-1 7階 柳田国際特許事務所
【氏名又は名称】	柳田 征史
【選任した代理人】	
【識別番号】	100090468
【住所又は居所】	神奈川県横浜市港北区新横浜3-18-20 B ENEX S-1 7階 柳田国際特許事務所
【氏名又は名称】	佐久間 剛

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000005201]

1. 変更年月日	1990年 8月14日
[変更理由]	新規登録
住 所	神奈川県南足柄市中沼210番地
氏 名	富士写真フイルム株式会社